



UNIVERSIDADE DO SUL DE SANTA CATARINA
SAULO PAMATO

**DENTINA HIBRIDIZADA AFETA A ADESÃO DO CIMENTO RESINOSO
AUTOADESIVO?**

Tubarão
2014

SAULO PAMATO

**DENTINA HIBRIDIZADA AFETA A ADESÃO DO CIMENTO RESINOSO
AUTOADESIVO?**

Dissertação apresentada ao Programa de
Pós-Graduação em Ciências da Saúde da
Universidade do Sul de Santa Catarina
como requisito para obtenção do título de
mestre em Ciências da Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Ricardo Pereira

Tubarão
2014

RESUMO

Os cimentos resinosos são compósitos resinosos de baixa viscosidade indicados na retenção e selamento marginal de restaurações indiretas, diferindo entre si de acordo com o pré-tratamento proposto previamente a etapa de cimentação. Por sua vez, os cimentos resinosos autoadesivos surgiram no mercado exibindo características de um protocolo simples de aplicação, contrapondo-se a sensibilidade técnica dos demais cimentos resinosos adesivos. Este trabalho se propôs a avaliar a influência de diferentes técnicas de hibridização na adesão de um cimento resinoso autoadesivo. Para tal, 30 molares humanos hígidos, oriundos de um banco de dentes, foram divididos em 6 grupos (n=10). Os espécimes receberam 3 secções longitudinais possibilitando a inclusão dos cortes centrais em matrizes de PVC. Com exceção do grupo controle (G1), cada grupo recebeu um pré-tratamento dentinário distinto de acordo com as recomendações do fabricante: G2 - condicionamento ácido total com sistema de 3 passos (Optibond™ FL, Kerr), G3 - condicionamento ácido total com sistema de 3 passos (Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose, 3M ESPE), G4 - condicionamento ácido total com sistema de 2 passos (Adper™ Single Bond 2, 3M ESPE), G5 - sistema autocondicionante de passo único (Bond Force, Tokuyama), G6 - sistema universal (Single Bond Universal, 3M ESPE). Em seguida, todos os grupos receberam a cimentação de um cilindro de cimento resinoso autoadesivo (RelyX U200, 3M ESPE) confeccionado a partir de uma matriz de polipropileno. Na avaliação da resistência de união, os corpos de prova foram submetidos ao teste de microcissalhamento e avaliados de acordo com o padrão de fratura por meio de microscopia óptica. Os resultados foram submetidos ao teste de Kruskal-Wallis, sugerindo diferença estatística significativa entre os grupos ($p=0,04$), e Tukey para comparações múltiplas, apontando diferença estatística significativa entre G1 e G3 ($p<0,05$). Quanto à análise microscópica, constatou-se alta predominância de falhas adesivas, seguido de falhas mistas e coesivas em dentina. Considerando as limitações do presente estudo, conclui-se que o emprego de um protocolo prévio de hibridização dentinária é capaz de elevar os valores de resistência a união do cimento resinoso autoadesivo, principalmente frente a utilização do sistema Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose.

Palavras-chave: Adesão. Cimento resinoso autoadesivo. Sistemas adesivos. Microcisolhamento.

ABSTRACT

The resin cements are composite resin of the low viscosity indicated in retention and marginal sealing of indirect restorations, differing from each other in accordance with pre-treatment previously proposed to the cementation step. In turn, the self-adhesive resin cements come onto the market showing features of a simple application protocol, countering the technical sensitivity of the others resin cements. This study aimed to evaluate the effect of different hybridization techniques in adhesion of a self-adhesive resin cement. For such, 30 human molars, coming from a teeth's bank, were divided into 6 groups (n=10). The specimens received 3 longitudinal sections allowing the inclusion of central cuts in PVC matrix. Except the control group (G1), each group has received a different dentin pretreatment according with to the manufacturer's recommendations: G2 - etch & rinse system with 3 steps (Optibond™ FL, Kerr), G3 - etch & rinse system with 3 steps (Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose, 3M ESPE), G4 - etch & rinse system with 2 steps (Adper™ Single Bond 2, 3M ESPE), G5 - self-etching system with only step (Bond Force, Tokuyama), G6 - universal system (Single Bond Universal, 3M ESPE). Then all groups received the cementing of a self-adhesive resin cement cylinder (RelyX U200, 3M ESPE) made from a polypropylene matrix. In the evaluation of bond strength, the samples were subjected to the microshear test and evaluated according to the fracture pattern by optical microscopy. The results were submitted to the Kruskal-Wallis test, suggesting a statistically significant difference between groups ($p=0,04$), and Tukey for multiple comparisons, indicating a statistically significant difference between G1 and G3 ($p<0.05$). As regard the microscopic analysis, it was verified high prevalence of adhesive failures, followed by mixed failure and cohesive in dentin. Giving the limitations of this study, it is concluded that the use of a previous protocol of dentin hybridization is able to raise the values of resistance the union of the self-adhesive resin cement, mainly when using the Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose system.

Keywords: Adhesion. Self-adhesive resin cement. Adhesive systems. Microshear.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Planificação e polimento dos corpos de prova.....	25
Figura 2 - Sistemas de união utilizados no experimento.....	26
Figura 3 - Matriz de polipropileno contendo um orifício central utilizada para confecção do cilindro de cimento resinoso autoadesivo.....	29
Figura 4 - Matriz de polipropileno adaptada ao dispositivo metálico utilizado para confecção dos cilindros de cimento resinoso autoadesivo.....	29
Figura 5 - Dispositivo metálico da máquina universal de testes.....	31
Figura 6 - Corpo de prova adaptado ao dispositivo e laçado pelo fio metálico.....	31
Figura 7 - Fratura adesiva verificada por meio de microscopia óptica.....	34
Figura 8 - Fratura coesiva em dentina verificada por meio de microscopia óptica.....	35
Figura 9 - Fratura mista verificada por meio de microscopia óptica.....	35

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Grupos, mediana e valores dos quartis superior e inferior.....	33
Tabela 2 - Resultado do teste Tukey para comparações múltiplas.....	33
Tabela 3 - Porcentagem do tipo de fratura por grupo.....	36
Tabela 4 - Percentual do tipo de fratura na comparação entre grupo controle e grupos hibridizados.....	36

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Composição química dos sistemas de união utilizados no estudo.....	26
Quadro 2 - Características do cimento resinoso autoadesivo RelyX™ U200 (3M ESPE).....	30

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

10-MDP - 10-metacriloxietil dihidrogênio fosfato

4-META - 4-metacriloxietil anidrido trimelítico

Bis-GMA - Bisfenol-glicidil dimetacrilato

BHT - Butilhidroxitolueno

GPDM - Glicerofosfato dimetacrilato

HEMA - 2-hidroxietil metacrilato

JAD - Junção amelo-dentinária

MDP - Metacriloxietil dihidrogênio fosfato

ODMAB - 2-4-benzoato

PAMA - Monometacrilato ácido ftálico

TEGDMA - Trietileno glicol dimetacrilato

UDMA - Uretano dimetacrilato

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 REVISÃO DE LITERATURA	12
2.1 CIMENTOS ODONTOLÓGICOS	12
2.2 SISTEMAS DE UNIÃO	13
2.2.1 Sistemas de união convencionais	18
2.2.2 Sistemas de união autocondicionantes	19
2.3 CIMENTOS RESINOSOS	21
2.3.1 Cimentos resinosos autoadesivos	21
3 OBJETIVOS	23
3.1 OBJETIVO GERAL	23
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	23
4 METODOLOGIA	24
4.1 TIPO DE ESTUDO	24
4.2 SELEÇÃO DOS DENTES	24
4.3 ADEQUAÇÃO DOS DENTES	24
4.4 PREPARO INICIAL DAS AMOSTRAS	24
4.5 GRUPOS EXPERIMENTAIS	25
4.6 TÉCNICAS DE HIBRIDIZAÇÃO DENTINÁRIA	27
4.6.1 Técnica de condicionamento ácido total com 3 passos	27
4.6.2 Técnica de condicionamento ácido total com 2 passos	27
4.6.3 Técnica autocondicionante de passo único	27
4.6.4 Técnica universal	28
4.7 CONFECÇÃO DOS CILINDROS DE CIMENTO RESINOSO	28
4.8 ENSAIO MECÂNICO DE MICROCISALHAMENTO	30
4.9 ANÁLISE DO PADRÃO DE FRATURA	32
5 RESULTADOS	33
6 DISCUSSÃO	37
7 CONCLUSÃO	41
REFERÊNCIAS	42
ANEXO A - Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP)	50
ANEXO B - Valores de resistência de união imediata por espécime	52

1 INTRODUÇÃO

A crescente demanda por restaurações de alto padrão físico e estético tem incitado a pesquisa e o desenvolvimento de materiais que reproduzam, com naturalidade, forma, cor, textura e função a estrutura dentária perdida. Em consoante a grande evolução das cerâmicas de revestimento, novos sistemas restauradores puderam ser desenvolvidos, como os reforçados por alumina, leucita, dissilicato de lítio e zircônia (DELLA BONA, 2009). Em contrapartida, a ausência de um material cimentante com características ideais, por vezes, comprometia o sucesso do tratamento reabilitador definitivo, tornando-se uma constante entre pesquisadores e clínicos ao longo dos tempos (PEREIRA, 2011).

Dentre outras finalidades, os cimentos odontológicos são utilizados com intuito de promover o preenchimento das discrepâncias de adaptação na região do término cervical e favorecer a retenção friccional entre ambos, garantindo bom vedamento marginal e resistência mecânica (ULUDAG; OZTURK; OZTURK, 2009). Conhecer e distinguir suas propriedades físico-químicas pode garantir o sucesso ou insucesso dos trabalhos restauradores (DUYMUS; YANIKOĞLU; ALKURT, 2013; THOMAIDIS et al., 2013).

Aliando os estudos de condicionamento ácido do esmalte proposto por Buonocore (1955) ao desenvolvimento dos sistemas resinosos a partir da resina composta de Bowen (1963), surgem os cimentos odontológicos à base de resina. Estes, considerando o tratamento das estruturas envolvidas no processo, puderam garantir união tanto à estrutura dentária como à peça protética, resultado da formação de um corpo único, permitindo melhor distribuição de cargas durante a mastigação e menor risco de fratura, prevenindo a microinfiltração marginal precoce (OSORIO et al., 2012; SIMON; DARNELL, 2012).

O princípio de adesão dos cimentos resinosos aos tecidos dentais consiste, em primeira instância, na remoção do fosfato de cálcio, favorecendo a criação de microporosidades pelo condicionamento da superfície e, posteriormente, a infiltração e polimerização da resina no interior destes espaços, garantindo um travamento micromecânico baseado no princípio da difusão (KRITHIKADATTA, 2010). No entanto, a sensibilidade da técnica adesiva e sua interação com os cimentos resinosos exigem considerável conhecimento por parte do operador para que este apresente tais propriedades (PARK, 2012; PAVAN et al., 2010).

Nos últimos anos, outros materiais cimentantes têm sido disponibilizados no mercado odontológico a fim de produzirem adesão por meio de um protocolo simples de aplicação, alternativa aos sistemas atualmente utilizados para cimentação (FERRACANE; STANSBURY; BURKE, 2011; SWIFT, 2012). São cimentos que possuem a característica de serem autoadesivos, excluindo a necessidade de condicionamento ácido total e lavagem, sendo capazes de promover a desmineralização superficial do substrato e a penetração na estrutura dental por meio de sua acidez inicial (pH=2). Todavia, a utilização de qualquer substância que possa gerar efeito sobre o substrato pode interferir no mecanismo de adesão destes cimentos, uma vez que possuem mecanismo de união ao substrato através de uma interação superficial, realizando reação de quelação dos íons de cálcio da hidroxiapatita pelos grupos acídicos do cimento, ocorrendo uma adesão química com a estrutura dental (KAHNAMOUEI et al., 2012), característica antes comprovada apenas aos cimentos de ionômeros de vidro (ERICKSON; BARKMEIER; LATTA, 2009; GUARDA et al., 2010).

Pouca informação existe sobre a composição e o mecanismo de adesão dos cimentos autoadesivos (FERRACANE; STANSBURY; BURKE, 2011). A influência da aplicação prévia de um sistema de união na utilização de agentes de cimentação autoadesivos é ainda inexplorada. A literatura abriga poucas pesquisas que avaliam a influência das condições da dentina no desempenho de tais agentes (GUARDA et al., 2010; KRITHIKADATTA, 2010; LIN et al., 2010; PAVAN et al., 2010; PEUTZFELDT; SAHAFI; FLURY, 2011).

Com base na descrição anterior, faz-se necessário a realização de novos estudos que permitam uma melhor compreensão do desempenho de diferentes sistemas de união em substrato dentinário e sua interação com os cimentos resinosos autoadesivos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CIMENTOS ODONTOLÓGICOS

Conceitualmente, cimentação em odontologia refere-se a utilização de uma substância moldável a fim de promover o vedamento de um espaço ou fixar dois componentes de constituição diferente um contra o outro ou conjuntamente (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013). Para tal, os cimentos odontológicos devem apresentar, idealmente, baixa espessura do filme, longo tempo de trabalho, alta resistência à compressão, baixa irritação pulpar, baixa solubilidade, fácil remoção de excessos e alta retenção (PAMEIJER; GLANTZ; VON FRAUNHOFER, 2012).

Em contrapartida, a ausência de um agente cimentante satisfatório tem se constituído um grande obstáculo ao sucesso clínico das restaurações indiretas. A utilização de cimentos com baixa resistência à compressão e à tração, a saber, os cimentos ionoméricos ou à base de fosfato de zinco, aumentam o potencial de fratura das cerâmicas feldspáticas quando seu limite de resistência à flexão (0,1%) é ultrapassado (LESAGE, 2009). De acordo com outros autores, a resistência à flexão e o módulo de elasticidade dos agentes cimentantes são importantes propriedades no que diz respeito à capacidade do cimento de resistir ao estresse sem fraturar ou apresentar deformação permanente (DUYMUS; YANIKOĞLU; ALKURT, 2013; THOMAIDIS et al., 2013; ZORZIN et al., 2012).

Na tentativa de melhorar seu desempenho clínico, os cimentos ionoméricos receberam a adição de monômeros resinosos, dando origem a dois tipos de materiais híbridos: (1) cimento de ionômero de vidro modificado por resina - agentes de reação predominantemente ácido-base, e (2) resinas modificadas por poliácidos ou compômeros - materiais fotodependentes para iniciar o mecanismo de presa (MARQUEZAN et al., 2009 ;VAN DUINEN, 2011). No entanto, foi a partir do princípio que a adesão não apenas à estrutura dental, mas também à superfície interna da porcelana, permitiria redistribuir o carregamento oclusal, impedindo a flexão e reduzindo o potencial de fratura do material, que os maiores avanços tecnológicos começaram a ser relatados (HAN et al., 2012).

A utilização de cimentos resinosos tem aumentado consideravelmente nos últimos anos, fruto da maximização de suas propriedades físico-mecânicas refletidas na significativa melhora da qualidade de manipulação, aplicação do

material, alta resistência à união e compressão, potencial estético e longevidade clínica (ALI et al., 2013; PEUTZFELDT; SAHAFI; FLURY, 2011). Estudos realizados há mais de 20 anos já apontavam grandes indícios que justificavam sua utilização quando comparados aos cimentos à base de água (CHRISTENSEN, 2010; KRUNIC; KOSTIC; KRUNIC, 2011). Belli et al. (2009) definem os cimentos resinosos como compósitos de baixa viscosidade com reduzido conteúdo de carga envolvido em um matriz orgânica monomérica. Isto é, são formados por uma base de monômeros resinosos, geralmente Bis-GMA, UDMA e TEGDMA, associados à partículas de carga inorgânicas de sílica coloidal ou vidro de bário, tratadas por um agente de união, conhecido como silano. Em peso, seu conteúdo inorgânico pode variar entre 36 e 77%, no entanto, volumetricamente sua porcentagem é reduzida, conferindo baixa viscosidade, escoamento e fluidez necessária à técnica de cimentação (SWIFT, 2012).

No início da década de 1980, os cimentos resinosos convencionais à base de Bis-GMA foram modificados pela adição de um éster fosfato ao componente monomérico, introduzindo um grupo de agentes cimentantes que tinham algum grau de união química à estrutura dentária e à peça. Os produtos comercializados passavam a conter o monômero adesivo bifuncional 10-MDP. A associação de cimentos resinosos aos sistemas de união levou o desenvolvimento de novos monômeros funcionais hidrófilos, entre eles o HEMA e o 4-META, facultando a cimentação adesiva a todos os tipos de procedimentos indiretos (SWIFT, 2012).

2.2 SISTEMAS DE UNIÃO

Testes laboratoriais iniciais realizados por Buonocore (1955) baseavam-se na utilização de diferentes técnicas de tratamento superficial do esmalte vestibular de dentes extraídos. Estes, por sua vez, foram divididos em grupos e condicionados com: (1) solução à base de fosfomolibdato contendo tungstato de sódio a 50% (Folin-Wii), em conjunto com solução de ácido oxálico a 10%, e (2) solução industrial de ácido fosfórico a 85% utilizada na promoção de melhor adesão de tintas e coberturas acrílicas sobre superfícies metálicas. Após análise qualitativa periódica de resistência a tração, enquanto todas as restaurações do grupo controle desprenderam-se em menos de 24 horas, o tratamento a base de fosfomolibdato-

ácido oxálico, mais precisamente a porção ácida do reagente, era capaz de remover camadas superficiais do esmalte possibilitando ao grupo tungstato a união ao material orgânico disponível no esmalte. Contudo, os maiores resultados de adesão ao esmalte foram obtidos quando o condicionamento era realizado por meio de ácido fosfórico a 85% por 30 segundos. Baseados na ideia de que uma simples descalcificação do esmalte poderia remover a estrutura superficial, o autor pôde concluir que: (1) o ácido teria provocado um aumento da área de superfície, (2) a estrutura orgânica do esmalte condicionado serviria como rede, permitindo sua união à resina acrílica, (3) haveria a formação de uma nova superfície, oriunda da precipitação de uma nova substância - o oxalato de cálcio ou tungstato orgânico complexo - as quais o acrílico poderia se unir, (4) ocorreu a remoção da camada superficial do esmalte pelo ataque ácido e o aparecimento de uma nova superfície mais reativa e favorável à adesão, (5) a superfície do esmalte dentário, agora, possuiria uma camada absorvida de grupos fosfato, altamente polarizados, derivada do ácido utilizado.

Várias concentrações de ácido fosfórico foram, então, sugeridas como condicionadores de esmalte. Dentre essas concentrações, o estudo realizado por Silverstone (1974) verificou que a maior retentividade superficial foi alcançada quando da utilização de concentrações no intervalo de 30 a 40%. Segundo o autor, soluções mais concentradas dissolvem menos cálcio e resultam em padrões rasos de condicionamento, produzindo valores de resistência de união significativamente inferiores.

Enquanto o esmalte dentário tem se mostrado, quanto ao seu desempenho, extremamente previsível frente ao protocolo de adesão proposto por Buonocore na década de 1950, até os dias de hoje, a dentina, por sua vez, é considerada um substrato de difícil controle e de certa imprevisibilidade no que tange aos resultados de adesão. Isso ocorre devido, principalmente, as suas características estruturais e de composição orgânica (VANAJASAN; DHAKSHINAMOORTHY; RAO, 2011). Compreender as características da permeabilidade dentinária é, sem dúvida, fator essencial para o discernimento dos mecanismos de adesão à dentina e a maneira como estes materiais agem sobre o complexo dentinopulpar (GREGOIRE et al., 2010).

Quando refere-se à dentina, dois tipos de permeabilidade tem sido têm sido descritas: a permeabilidade intratubular e a permeabilidade intertubular. A

permeabilidade intratubular, também denominada transdentinária, é responsável (1) pelo movimento do fluido tissular no interior dos túbulos, promovendo certa ligação entre o tecido pulpar e a JAD, (2) pela sensibilidade dentinária e (3) pela constante umidade da superfície da dentina pela pressão pulpar. Já a permeabilidade intertubular é capaz de permitir a difusão de monômeros pela dentina previamente desmineralizada. Todavia, para que isso ocorra, ressalta-se a relação de dependência da porosidade superficial garantida pelo condicionamento ácido prévio. Ao provocar a desmineralização da dentina intertubular, uma matriz de fibrilas colágenas é exposta. A manutenção da hidratação desde novo substrato exposto garante a permeabilidade da área desmineralizada, logo, desidrata-la demasiadamente pode resultar no seu colapso, dificultando a adequada infiltração dos monômeros e, conseqüentemente, a adesão e o selamento da dentina (GARCIA; GOMES; GOMES, 2009; GREGOIRE et al., 2010; TJÄDERHANE et al., 2013).

Existe uma íntima relação entre a resistência de união e a permeabilidade dentinária no que diz respeito a uma boa adesão e selamento dentinário. Para tal, os monômeros devem ser passíveis de infiltração tanto na dentina intratubular quanto na intertubular, provendo a formação de tags resinosos e uma camada híbrida contínua e uniforme (GREGOIRE et al., 2010; TEZVERGIL-MUTLUAY et al., 2013). Analisando-os de maneira distinta, a infiltração intratubular garante a formação dos *tags* resinosos que, pela adesão às paredes do túbulos, promovem o selamento por meio da hibridização na embocadura dos canais, prevenindo a microinfiltração, bloqueando as sensações dolorosas e fornecendo retenção à resina. Em concomitância, a infiltração intertubular ocorre mediante a substituição da água residual presente entre a matriz colágena exposta pelo condicionamento prévio, abrangendo-as em uma extensão máxima e infiltrando em toda área desmineralizada, garantindo certa proteção contra ataques hidrolíticos. Dessa forma, a maior parte da resistência de união na dentina superficial é alcançada pela interposição da resina na dentina intertubular, contendo uma menor quantidade de túbulos, enquanto que na dentina profunda, região de alta prevalência de túbulos, a infiltração dos monômeros no substrato intratubular garante maiores escores de retenção e selamento total (RUSIN et al., 2010).

Sabendo que a permeabilidade da dentina não é uniforme, mas dependente de vários fatores físicos como o número de túbulos e seu diâmetro, a

espessura da dentina remanescente, a concentração de água e fluidos dentinários e a presença ou não de *smear layer* e outros precipitados, os sistemas de união atuais buscam formas eficientes de trata-la, a fim de, principalmente, maximizar os valores de resistência de união e selamento tecidual. Para isso, as mais diversas formas de hibridização propostas apresentam tratamentos e resultados distintos. Enquanto sistemas de união convencionais utilizam-se de condicionamento ácido prévio para remoção completa da *smear layer*, condicionando tanto a dentina intratubular como a intertubular, os sistemas de união autocondicionantes apenas a dissolvem, garantindo a manutenção dos *smear plugs*, formados pela penetração da *smear layer* no interior dos túbulos dentinários, condicionando e infiltrando-se na dentina intertubular parcialmente desmineralizada (SU et al., 2013).

Conforme D’Arcangelo et al. (2009), existem três palavras-chave que definem a adesão às estruturas dentárias: adesivo, resistência adesiva e durabilidade. O adesivo é um material geralmente líquido (BARATIERI, 2010), que solidifica entre dois substratos, sendo capaz de transferir uma carga de um substrato para outro. Resistência adesiva é a capacidade de uma união adesiva suportar uma carga. E o período de tempo durante o qual essa adesão permanece estável é a durabilidade (DE MUNCK et al., 2012).

Os adesivos dentários são soluções de consistência fluida, com capacidade de “molhar” as superfícies a unir, fruto da combinação de monômeros resinosos hidrofílicos e hidrofóbicos, de diferentes pesos moleculares, e solventes, que penetram nas irregularidades do substrato, estabelecendo ligação entre o material restaurador e a estrutura dentária após polimerização (BARATIERI, 2010). Independentemente do tipo de sistema de união a se utilizar, a adequada infiltração dos monômeros resinosos na dentina inter e intratubular, a evaporação dos solventes residuais e da água (BORGES et al., 2012; MARSIGLIO et al., 2012) e uma alta taxa de polimerização desses monômeros *in situ* são fundamentais para se obter bons resultados de resistência adesiva (SALZ; BOCK, 2010).

Amparado no conceito de vedamento marginal, tal adesivo deveria ser composto, preferencialmente, apenas por monômeros hidrofóbicos, sem a necessidade de adição de solventes e diluentes resinosos. Todavia, a umidade aparente do substrato dentinário e da técnica adesiva justificam a necessidade de uma técnica úmida de adesão, conferindo características mais hidrofílicas à solução adesiva, permitindo assim, a infiltração de monômeros adesivos ao longo da dentina

desmineralizada e ao redor das fibrilas colágenas, formando uma nova estrutura chamada de camada híbrida, resultando, em contrapartida, numa maior absorção de água pelo material, o que pode ser prejudicial para sua estabilidade ao longo do tempo (SALZ; BOCK, 2010). A correta interpenetração do adesivo e consequente formação de uma camada híbrida uniforme e estável no interior do substrato é dependente de uma série de fatores entre os quais estão envolvidos o operador, os materiais e o tipo de substrato (TJÄDERHANE et al., 2013). Os atuais sistemas de união, independentemente do número de frascos, contém monômeros resinosos, iniciadores, inibidores ou estabilizadores, solventes e, por vezes, partículas de carga inorgânicas, desempenhando, cada um, função específica (FARIA E SILVA et al., 2013).

De acordo com Somasundaram et al. (2013) e Faria e Silva et al. (2013) o excesso de água presente no substrato seria responsável por promover diluição dos monômeros resinosos e a retenção de água no interior da matriz. Segundo os autores, os sistemas de união onde o solvente é constituído de uma solução de água/etanol ou somente água demonstram-se melhores na presença de substratos mais secos quando comparados aos solventes à base de acetona.

Sendo assim, a importância dos sistemas de união não está relacionada unicamente a sua capacidade de reter os materiais restauradores (PERDIGÃO, 2010), mas sim, a capacidade relevante de proteção do complexo dentino-pulpar e a manutenção da integridade da interface adesiva, minimizando os efeitos da microinfiltração marginal e melhorando os valores de resistência de união e adaptação marginal (ACHARYA; MANJUNATH, 2012; BROYLES; PAVAN; BEDRAN-RUSSO, 2013).

Descrito por Nakabayashi et al. (1982) o mecanismo de união de materiais resinosos, tendo a dentina como enfoque principal, está basicamente alicerçado em três etapas fundamentais: condicionamento superficial, aplicação do *primer* e aplicação da resina adesiva, resultando no processo de desmineralização do tecido e incorporação dos monômeros resinosos, promovendo união mecânica pelas microporosidades.

Ainda que classificados em dois principais grupos, convencionais (*etch & rinse*) e autocondicionantes (*self-etch*), todos eles contém ingredientes similares, independentemente do número de frascos tal qual se apresenta, apesar de sua composição proporcional diferir entre as classes de adesivos. Tradicionalmente, os

sistemas de união contêm monômeros de resina acrílica, solventes orgânicos, iniciadores e inibidores, e por vezes partículas de carga, manifestando, individualmente, funções específicas. O conhecimento de suas propriedades químicas, bem como dos mecanismos de atuação, é determinante para a compreensão e previsão do seu comportamento (FARIA E SILVA et al., 2013).

2.2.1 Sistemas de união convencionais

Unanimidade quando o assunto é qualidade e resultados, os adesivos convencionais são caracterizados por empregar o condicionamento ácido do substrato separadamente a incorporação dos monômeros resinosos, removendo totalmente a *smear layer*, composta por fragmentos de dentina, esmalte, sangue e saliva proveniente do preparo dentinário (VAN MEERBEEK et al., 2011), promovendo a abertura da embocadura dos túbulos dentinários e a exposição das fibrilas colágenas por entre as quais o agente resinoso deverá se infiltrar, intermediando a formação da camada híbrida (ZHANG; WANG, 2012).

Com intuito de facilitar a infiltração da resina adesiva hidrofóbica na rede de colágeno desmineralizada úmida, um agente preparador do substrato, conhecido como *primer*, é aplicado, separadamente ou em conjunto com a resina adesiva, caracterizando, assim, os sistemas de três e dois passos, respectivamente (SILVA E SOUZA JR et al., 2010). No sistema em que o *primer* é aplicado separadamente, sua composição é de monômeros bifuncionais, com grupamentos hidrofílicos e hidrofóbicos, diluídos em solvente orgânico, podendo conter água. Funcionalmente, o grupamento hidrofílico está relacionado a capacidade de penetração entre as fibrilas expostas, pois os solventes orgânicos se difundem facilmente entre a matriz colágena, promovendo a evaporação da água. Por sua vez, o grupamento hidrofóbico irá auxiliar na infiltração do adesivo, de mesma natureza, na camada de dentina desmineralizada úmida preparada pelo *primer* (GUIMARÃES et al., 2012). Estes sistemas necessitam de um maior tempo de trabalho, uma vez que o procedimento clínico envolve uma série de minuciosos passos a garantir a adesão desejada entre as superfícies (PASHLEY et al., 2011).

Segundo Van Meerbeek et al. (2011) e Walter et al. (2012), os sistemas de união convencionais simplificados apresentam maior simplicidade técnica, minimizando eventuais erros durante a aplicação clínica. No entanto, alguns estudos

têm ressaltado que a eficácia da adesão e do selado ao longo do tempo se vê prejudicada com a simplificação dos sistemas de união, conferindo isto a maior quantidade de monômeros hidrofílicos e solventes presentes em sua composição a fim de manter sua fluidez e capacidade de infiltrar-se na matriz colágena, os quais guardam estreita relação com a absorção aquosa e, por conseguinte, com a hidrólise das fibras colágenas desprotegidas e da resina. Como possíveis soluções, os autores apontaram a utilização de sistemas de união não simplificados, o aumento do tempo de fotoativação ou a utilização de inibidores enzimáticos. Embora a simplificação dos procedimentos de união seja tendência, os sistemas de união convencionais de três passos ainda são mais favoráveis e mais confiáveis a longo prazo (ALEX, 2012; HELVEY, 2011).

Apesar da constante evolução tecnológica, os sistemas de união convencionais apresentam uma série de inconvenientes que podem interferir negativamente nos resultados clínicos. Alguns autores têm alertado para o risco de *over-etching*, ou sobre-condicionamento ácido da superfície. Tal fato pode resultar na formação de uma zona de fibrilas colágenas expostas não permeadas e protegidas pelos monômeros na etapa de infiltração, na base da camada híbrida. Isso pode acarretar uma considerável diminuição nos valores de resistência à união e na durabilidade do procedimento restaurador (VROCHARI et al., 2010). Outra variável importante e de difícil controle é a umidade residual dentinária após o condicionamento ácido. Vigorosas etapas de secagem da superfície dentinária podem gerar um colapamento das fibrilas colágenas que anteriormente apresentavam-se como um arcabouço sustentado por água (PIEMJAI; WALEEPITACKDEJ; NAKABAYASHI, 2011), reduzindo consideravelmente a permeabilidade superficial do substrato e a consequente capacidade do sistema de união em permear esse tecido (PASHLEY et al., 2011), propiciando a formação de uma zona “hibridóide” dentro da camada híbrida (YE et al., 2011).

2.2.2 Sistemas de união autocondicionantes

De acordo com Tonetto et al. (2012) e Blatz (2013), a principal diferença entre os adesivos convencionais e os autocondicionantes é o momento em que ocorre a infiltração dos monômeros adesivos. Enquanto os sistemas convencionais preconizam o condicionamento e a penetração do adesivo em momentos distintos,

os autocondicionantes realizam-no simultaneamente ao condicionamento ácido. O manejo clínico da condição úmida dentinária durante a aplicação dos monômeros adesivos é um procedimento altamente crítico. Na tentativa de minimizar tal sensibilidade técnica, simplificando o procedimento adesivo, os adesivos autocondicionantes ou *self-etch* foram sendo introduzidos no mercado a partir da década de 1990 (CHEE; RICKMAN; SATTERTHWAIT, 2012).

Fundamentalmente, os adesivos autocondicionantes agregaram, num único passo operatório, o processo de desmineralização superficial do substrato e incorporação dos monômeros resinosos adesivos, dissolvendo e modificando a *smear layer*, preservando os *smear plugs* durante o procedimento adesivo (DELANNEE et al., 2013). Deste modo, diferentemente da simplificação realizada nos sistemas de união convencionais, os sistemas autocondicionantes agregaram o *primer* ao ácido condicionante, e não mais o preparador de substrato, *primer*, ao adesivo. Isso tornou-se exequível devido a possibilidade de adição de ésteres fosfatados aos grupamentos carboxílicos de monômeros resinosos, acidificando-os a ponto de promover desmineralização significativa e suficiente aos tecidos dentais. Os primeiros sistemas autocondicionantes empregavam misturas de HEMA e outros monômeros resinosos com ésteres de fenil-fosfato capazes de copolimerizar com os monômeros de metacrilato. Com o avanço, foram desenvolvidos monômeros ácidos específicos, como 4-MET e 10-MDP, derivados de radicais carboxílicos, conferindo maior estabilidade à formulação e mecanismos químicos de adesão ao dente (OZER; BLATZ, 2013).

Avaliando a capacidade de condicionamento e a formação de *tags* resinosos e camada híbrida de sistemas de união autocondicionantes de acidez variada, Kenshima et al. (2006) observaram que o pH dos *primers* é fator preponderante na resistência de união destes sistemas. Segundo os autores, a utilização de componentes de maior acidez é capaz de produzir a formação de *tags* resinosos e camada híbrida até três vezes maiores. Assim, uma única solução contendo os monômeros ácidos, solventes, diluentes e água é aplicada diretamente sobre o substrato dentário não condicionado, desempenhando a função de desmineralização, infiltração e posterior ligação com o material restaurador.

Contudo, a simplificação do número de passos para aplicação dos adesivos aumenta a necessidade de componentes com alto teor hidrofílico. Como resultante, Reis et al. (2013) apontam para a diminuição da efetividade dos sistemas

de união a longo prazo. A incorporação de maiores quantidades de monômeros hidrofílicos e a exclusão da subsequente aplicação da resina hidrofóbica não promovem o selamento adequado da dentina, agindo, após sua polimerização, como uma membrana permeável, comprometendo a resistência de união e a qualidade do selamento dentinário. A nanoinfiltração observada nesse tipo de sistema deve-se ao fato da presença de regiões em que a água residual não foi totalmente volatilizada dentro da camada híbrida. Este acúmulo aquoso residual tem sido denominado de *water tree*, infiltrando-se pela hibridização, adquirindo um aspecto morfológico próprio, atuando, assim, como caminho para a movimentação de fluidos no interior da camada híbrida e adesiva, maximizando a permeabilidade e, conseqüentemente, reduzindo a durabilidade do material devido à precoce possibilidade de degradação hidrolítica das estruturas envolvidas na união (SILVA E SOUZA JR et al., 2010).

2.3 CIMENTOS RESINOSOS

Inicialmente, os cimentos resinosos são compósitos de baixa viscosidade e alta complexidade e sensibilidade técnica, largamente influenciados pelo fator operador e qualidade do substrato (PAVAN et al., 2010). Disponibilizados sob a forma de pasta/pasta, necessitam de manipulação manual por meio da trituração em cápsulas ou por um dispensador de automistura.

De acordo com Manso et al. (2011) tais compostos podem ser classificados em duas categorias distintas: (1) convencionais: que não apresentam uma adesão intrínseca à estrutura dental, carecendo associar-se a um sistema de união, e (2) autoadesivos: dispensam tratamento adesivo prévio do substrato dentário.

2.3.1 Cimentos resinosos autoadesivos

A tentativa de aprimoramento dos materiais e a grande tendência de simplificação da cimentação adesiva garantiram o surgimento de mais uma classe de agentes cimentantes, os chamados cimentos resinosos autoadesivos. Dispensando o pré-tratamento do substrato, conforme descrito, são compostos

híbridos que combinam características dos compósitos, adesivos autocondicionantes e agentes de cimentação (FERRACANE; STANSBURY; BURKE, 2011).

A presença de monômeros multifuncionais de metacrilato derivados do ácido fosfórico são responsáveis por promover (1) desmineralização superficial, (2) formação de uma área irregular com espessura média de 2µm e (3) infiltração no substrato dental, resultando em retenção micromecânica e união química com a hidroxiapatita, característica até então encontrada somente nos cimentos ionoméricos (KAMBARA et al., 2012; PEUMANS et al., 2013; SUYAMA et al., 2013). Durante a polimerização, suas propriedades hidrofílicas tornam-se hidrofóbicas, neutralizando o pH do meio pela formação e liberação de água (HITZ et al., 2012; MARCHESI et al., 2013). No entanto, vale salientar que é desconhecido se a quantidade de água gerada durante a aplicação do cimento é suficiente para promover união ou se a umidade da dentina pode influenciar o mecanismo de união (SOUZA; FILHO; BEATRICE, 2011).

Desde seu lançamento no ano de 2002, o grande aumento na utilização dos cimentos autoadesivos tem contrastado com o baixo índice de trabalhos publicados, principalmente, quanto a sua biocompatibilidade. O potencial citotóxico desses materiais pode modificar o metabolismo das células pulpares, contraindicando sua utilização em cavidades profundas ou em contato direto com o tecido pulpar (BIANCHI et al., 2013). Ainda assim, estes trabalhos têm sugerido boa tolerância pelo tecido pulpar quando há, ao menos, uma fina espessura de tecido dentinário (EL-KHOLANY et al., 2012; DA SILVA et al., 2014).

Alguns trabalhos têm destacado uma interação superficial existente entre os cimentos resinosos autoadesivos e a estrutura dentária, demonstrando sua menor resistência adesiva quando comparados a técnica convencional (ABO et al., 2012; CANTORO et al., 2011). Segundo os autores, tal fato pode ser explicado por seu relacionamento com a *smear layer* que, obliterando a entrada dos canalículos dentinários, é responsável pela inadequada infiltração dos monômeros resinosos. Como alternativa, diversos estudos têm sugerido o tratamento prévio da superfície a receber o cimento resinoso autoadesivo (ELSAKA, 2013; LIN et al., 2010; PAVAN et al., 2010). No entanto, a necessidade de uma intervenção prévia questionaria a forma de utilização dos cimentos autoadesivos que voltariam a ser chamados de convencionais.

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a influência de diferentes técnicas de hibridização dentinária na resistência de união imediata de um cimento resinoso autoadesivo.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Determinar a resistência de união imediata de um cimento resinoso autoadesivo à dentina hibridizada;

Identificar o padrão de fratura na interface dentina/cimento.

4 METODOLOGIA

4.1 TIPO DE ESTUDO

Ensaio mecânico por microcisalhamento.

4.2 SELEÇÃO DOS DENTES

Aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa sob o protocolo de número 30893114.0.0000.5369, trinta molares humanos hígidos, livres de cárie, recém-extraídos por indicação ortodôntica ou cirúrgica, com anatomia e dimensões semelhantes, sem curvaturas, trincas ou rachaduras aparentes obtidos no banco de dentes da Universidade do Sul de Santa Catarina (UNISUL) foram selecionados e devidamente armazenados em água destilada durante todo o experimento.

4.3 ADEQUAÇÃO DOS DENTES

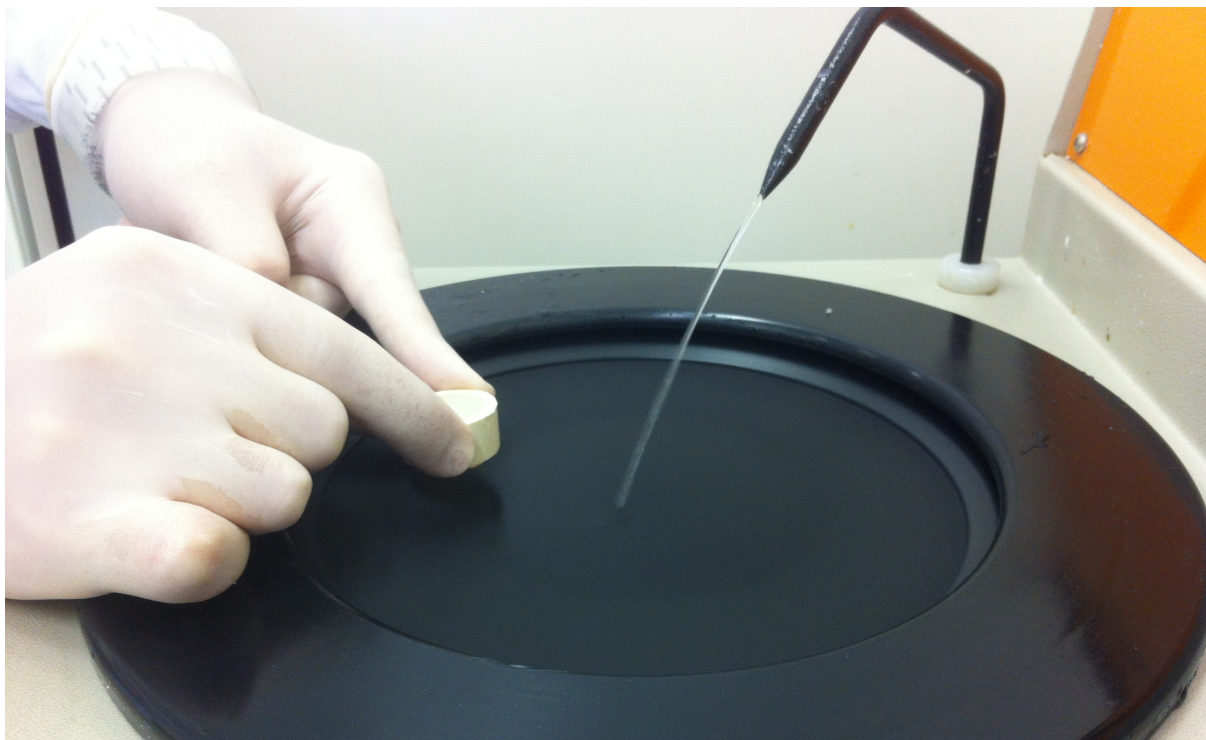
Após a extração, os dentes foram raspados com cureta periodontal para remoção de possíveis restos de tecido periodontal e limpos com auxílio de escovas tipo Robinson montadas em contra-ângulo e pasta de pedra pomes umedecida. Em seguida foram desinfetados em solução de formalina a 10% por 14 dias e armazenados em água destilada a 4°C por 30 dias, renovada semanalmente.

4.4 PREPARO INICIAL DAS AMOSTRAS

Utilizando-se um disco de aço diamantado em baixa velocidade na máquina de corte sob refrigeração de água (ISOMET® 1000, Buehler, Lake Buff, IL, EUA), foram realizados 3 cortes longitudinais padronizados em cada espécime, de modo a dividi-lo em 4 partes - vestibular, médio-vestibular, médio-lingual e lingual. Os 2 cortes centrais de cada espécime foram incluídos em resina acrílica (JET, Classico, São Paulo, SP, Brasil), utilizando uma matriz de PVC rígida (Amanco, São

Paulo, SP, Brasil), e receberam planificação e polimento em politriz (Arotec® APL-4, São Paulo, SP, Brasil) com lixa de carbeto de silício em ordem decrescente de granulação (#200, #400, #600 e #1200) e pasta de polimento à base de óxido de alumínio (Diamond R, FGM, Joinville, SC, Brasil) (Figura 1).

Figura 1. Planificação e polimento dos corpos de prova.



Fonte: imagem produzida pelo autor, 2014.

4.5 GRUPOS EXPERIMENTAIS

Os corpos de prova foram divididos aleatoriamente em 6 grupos (n=10), diferenciados pelo tipo de condicionamento que receberam: G1 - ausência de condicionamento de superfície (controle), G2 - condicionamento ácido total com sistema de 3 passos (OptiBond™ FL, Kerr, Orange, CA, EUA), G3 - condicionamento ácido total com sistema de 3 passos (Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA), G4 - condicionamento ácido total com sistema de 2 passos (Adper™ Single Bond 2, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA), G5 - sistema autocondicionante de passo único (Bond Force, Tokuyama, Osaka, Japão), G6 - sistema universal (Single Bond Universal, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA) (Figura

2). No quadro 1 é apresentado a composição dos sistemas de união comercializados para uso em procedimentos restauradores adesivos citados anteriormente.

Figura 2. Sistemas de união utilizados no experimento.



Fonte: imagem produzida pelo autor, 2014.

Quadro 1. Composição química dos sistemas de união utilizados no estudo.

PRODUTO	COMPOSIÇÃO
Optibond™ FL (Kerr)	<i>Primer:</i> HEMA, GPDM, PAMA, BHT, etanol, água, canforoquinona. <i>Bond:</i> Bis-GMA, HEMA, GPDM, ODMAB, canforoquinona, glicerol dimetacrilato.
Adper™ Single Bond 2 (3M ESPE)	Etanol, água, Bis-GMA, silano tratado com <i>filler</i> de sílica, 2-HEMA, glicerol 1, 3 dimetacrilato, copolímero de ácido acrílico e ácido itacônico e diuretano dimetacrilato.
Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose	<i>Primer:</i> HEMA, copolímero de ácido polialquenóico, água. <i>Bond:</i> Bis-GMA, HEMA, aminas terciárias, fotoiniciadores.
Bond Force (Tokuyama)	HEMA, Bis-GMA, TEGDMA, canforoquinona, monômeros ácidos fosfatados, flúor, água purificada e álcool.
Single Bond Universal (3M ESPE)	MDP, dimetacrilato, HEMA, copolímero Vitrebond™, partículas de carga, etanol, água, iniciadores e silano.

Fonte: Manual de recomendação do fabricante, 2014.

4.6 TÉCNICAS DE HIBRIDIZAÇÃO DENTINÁRIA

4.6.1 Técnica de condicionamento ácido total com 3 passos

Os espécimes do grupo 2 e 3 receberam condicionamento com ácido fosfórico 35% (Ultra-etch®, Ultradent, South Jordan, UT, EUA) por 15 segundos na dentina. Em seguida, a superfície foi lavada abundantemente por 15 segundos e seca com papel absorvente a fim de remover o excesso de água. O *primer* do sistema foi aplicado ativamente com auxílio de um pincel micro aplicador descartável fino (KG Brush, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) na dentina condicionada por 15 segundos e secado levemente por 5 segundos a uma distância de 10 cm. Posteriormente, também de forma ativa, foi aplicado o *bond* do sistema por 15 segundos e fotopolimerizado (Valo®, Ultradent, South Jordan, UT, EUA) por 20 segundos.

4.6.2 Técnica de condicionamento ácido total com 2 passos

Os espécimes do grupo 4 receberam condicionamento com ácido fosfórico 35% (Ultra-etch®, Ultradent, South Jordan, UT, EUA) por 15 segundos na dentina. Em seguida, a superfície foi lavada abundantemente por 15 segundos e seca com papel absorvente a fim de remover o excesso de água. O *primer/bond* do sistema (Adper™ Single Bond 2, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA) foi aplicado ativamente com auxílio de um pincel micro aplicador descartável fino (KG Brush, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) na dentina condicionada por 15 segundos e secado levemente por 5 segundos a uma distância de 10 cm. Ao término, foi fotopolimerizado (Valo®, Ultradent, South Jordan, UT, EUA) por 20 segundos.

4.6.3 Técnica autocondicionante de passo único

Os espécimes do grupo 5 receberam secagem do substrato dentinário com jatos de ar e papel absorvente. Em seguida, dispensou-se duas gotas do componente (Bond Force, Tokuyama, Osaka, Japão) em um pote tipo *dappen* e, com auxílio de um pincel micro aplicador descartável fino (KG Brush, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil), foi aplicado sobre a dentina ativamente por 20 segundos,

sucedido de leves jatos de ar a uma distância de 10 cm. O conjunto foi então fotopolimerizado (Valo®, Ultradent, South Jordan, UT, EUA) por 20 segundos.

4.6.4 Técnica universal

Os espécimes do grupo 6 receberam condicionamento com ácido fosfórico 35% (Ultra-etch®, Ultradent, South Jordan, UT, EUA) por 15 segundos na dentina. Em seguida, a superfície foi lavada abundantemente por 15 segundos e seca exaustivamente com jatos de ar e papel absorvente a fim de obter-se um substrato ressecado. Dispensou-se, então, duas gotas do componente (Single Bond Universal, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA) em um pote tipo *dappen* e, com auxílio de um pincel micro aplicador descartável fino (KG Brush, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil), foi aplicado sobre a dentina ativamente por 15 segundos, sucedido de leves jatos de ar a uma distância de 10 cm. O conjunto foi então fotopolimerizado (Valo®, Ultradent, South Jordan, UT, EUA) por 20 segundos.

4.7 CONFECÇÃO DOS CILINDROS DE CIMENTO RESINOSO

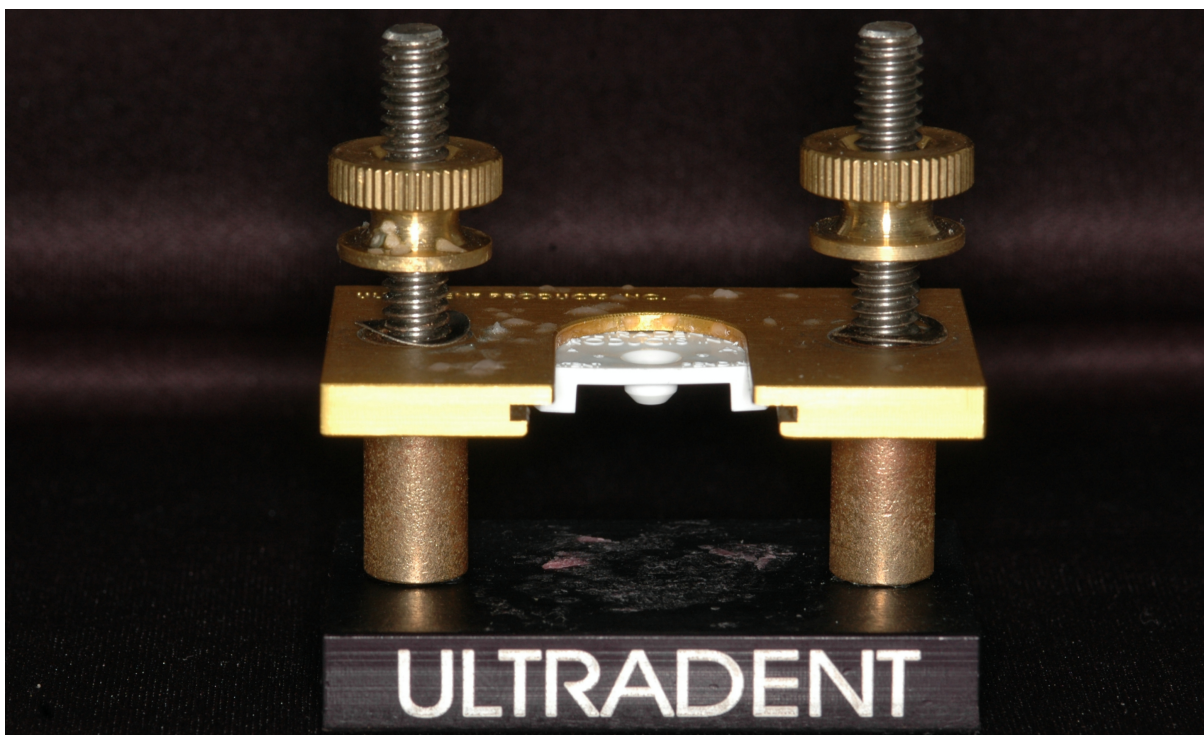
Concluída a etapa de hibridização dentinária, um cilindro de cimento resinoso autoadesivo (RelyX™ U200, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA), descrito no quadro 2, foi confeccionado próximo à JAD, perpendicularmente ao tecido dentinário exposto, utilizando-se uma matriz de polipropileno contendo um orifício central de 2,3 mm de diâmetro (Bonding Mold Inserts, Ultradent, South Jordan, UT, EUA) adaptada ao dispositivo metálico (Bonding Clamp, Ultradent, South Jordan, UT, EUA) (Figuras 3 e 4). Com auxílio de uma broca lentulo (Malleiffer, Ballaigues, Suíça) adaptada ao contra-ângulo, o orifício central foi preenchido com cimento resinoso e fotoativado por 40 segundos por meio de um aparelho fotopolimerizador LED (Valo®, Ultradent, South Jordan, UT, EUA).

Figura 3. Matriz de polipropileno contendo um orifício central utilizada para confecção do cilindro de cimento resinoso autoadesivo.



Fonte: imagem produzida pelo autor, 2014.

Figura 4. Matriz de polipropileno adaptada ao dispositivo metálico utilizado para confecção dos cilindros de cimento resinoso autoadesivo.



Fonte: imagem produzida pelo autor, 2014.

Quadro 2. Características do cimento resinoso autoadesivo RelyX™ U200 (3M ESPE).

APRESENTAÇÃO	Seringa pasta/pasta; dispensador direto ou através de um ponta misturadora.
TEMPO DE TRABALHO	2 min - 5 min a 22°C (72° F)
COR	A1 A2 universal Translúcido Branco opaco A3 opaco
COMPOSIÇÃO	Pó: partículas de vidro, sílica, hidróxido de cálcio, iniciadores autopolimerizáveis, pigmentos, iniciadores fotopolimerizáveis (72% de carga por peso, tamanho de partícula < 9,5 mm). Líquido: ésteres fosfóricos metacrilato, dimetacrilato, acetato, estabilizadores, iniciadores auto e fotopolimerizáveis.

Fonte: Manual de recomendação do fabricante, 2014.

4.8 ENSAIO MECÂNICO DE MICROCISALHAMENTO

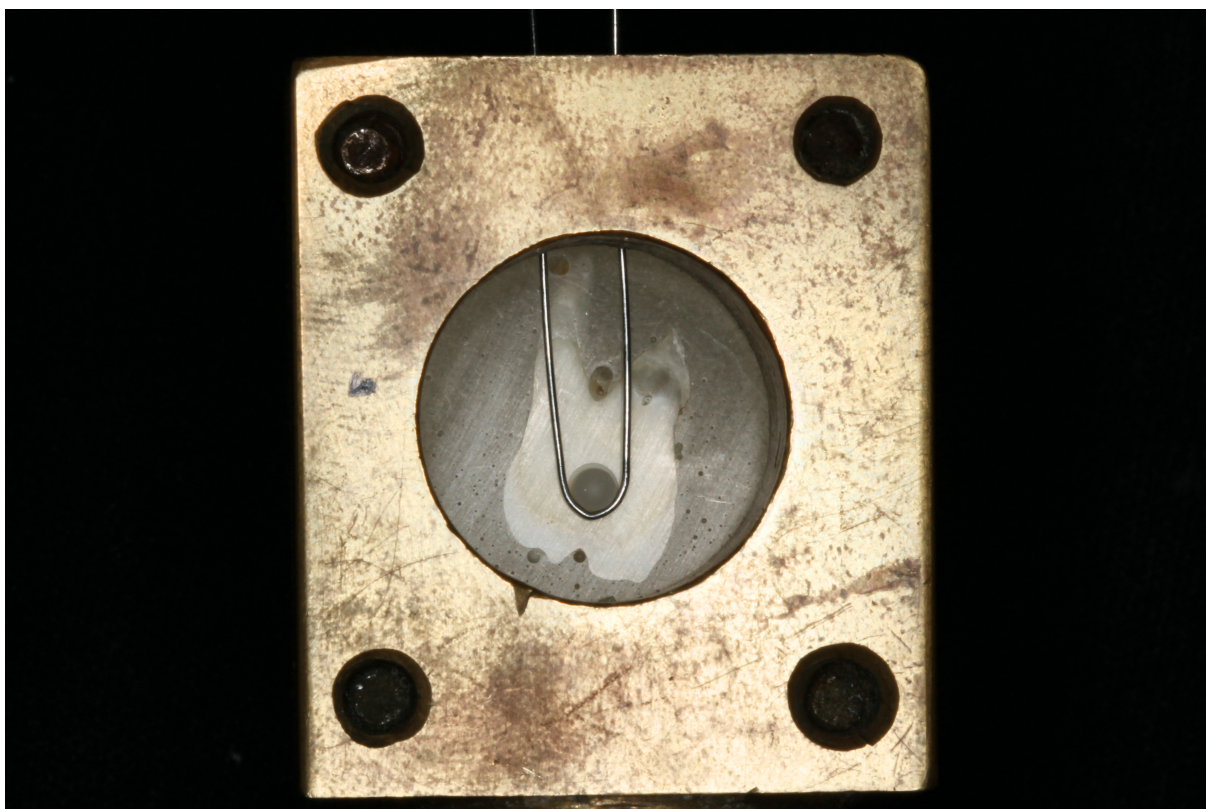
Alinhados à célula de carga da máquina universal de testes (EMIC DL2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil), os corpos de prova foram adaptados no interior do dispositivo metálico e o cilindro laçado por um fio metálico de 0,2 mm de diâmetro paralelo a face exposta do dente (Figuras 5 e 6). Logo após, aplicou-se uma força de cisalhamento de 0,5 mm/min até o momento da fratura. Ao final, os valores registrados em Newton (N) pelo *software* (Tesc 3.04, EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil) foram convertidos para MegaPascal (MPa) segundo a fórmula: $MPa = \text{Newton} / \text{área}(\text{mm}^2)$.

Figura 5. Dispositivo metálico da máquina universal de testes.



Fonte: imagem produzida pelo autor, 2014.

Figura 6. Corpo de prova adaptado ao dispositivo e laçado pelo fio metálico.



Fonte: imagem produzida pelo autor, 2014.

4.9 ANÁLISE DO PADRÃO DE FRATURA

Todos os corpos de prova submetidos ao ensaio de microcisalhamento foram preparados para a análise do padrão de fratura em lupa estereoscópica (Stemi DV4, Zeiss Universal Microscope, Jena, Alemanha) e microscópio óptico (N107, Coleman, Santo André, SP, Brasil) com ampliação de 40X. Os padrões de fratura foram então classificados de acordo com Vaz et al. (2011) em: (1) fratura adesiva: rompimento na interface de união; (2) fratura coesiva em dentina: completo rompimento no interior do tecido dentinário; (3) fratura coesiva em cimento: completo rompimento do cilindro de cimento; (4) fratura mista: rompimento envolvendo dois ou mais substratos diferentes.

O teste de Kruskal-Wallis e o teste de Tukey, ao nível de significância de 5%, foram aplicados para verificar se há diferença estatística significativa entre os grupos.

5 RESULTADOS

Para a análise dos resultados, a distribuição normal dos dados foi verificada por meio do teste de Shapiro-Wilk, indicando a necessidade de um teste não paramétrico ($p < 0,05$) na determinação de diferenças estatísticas significativas entre os grupos. Na existência de um único fator (substrato dentinário), adotou-se o teste de Kruskal-Wallis ($p = 0,05$). Os resultados podem ser observados na tabela 1.

Tabela 1. Grupos, mediana e valores dos quartis superior e inferior.

Grupo	Mediana (MPa)	25%	75%
Controle	11,190	5,893	14,377
Optibond™ FL	13,370	11,368	14,793
Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose	16,309	13,892	18,876
Adper™ Single Bond 2	15,795	11,948	16,745
Bond Force	15,050	13,022	16,803
Single Bond Universal	12,653	9,325	16,198

Fonte: elaboração do autor, 2014.

Os resultados do teste de Kruskal-Wallis identificaram diferença estatística significativa entre os grupos testados ($p = 0,04$). A fim de verificar tal diferença, os dados foram analisados através do teste Tukey para comparações múltiplas (Tabela 2).

Tabela 2. Resultado do teste Tukey para comparações múltiplas. (continua)

Comparação	Diferença de rank	q	$p < 0,05$
Scotchbond™ vs Controle	229,000	4,147	Sim
Scotchbond™ vs Single Bond Universal	173,000	3,133	Não
Scotchbond™ vs Optibond™ FL	171,000	3,096	Não
Scotchbond™ vs Single Bond 2	84,000	1,521	Não
Scotchbond™ vs Bond Force	69,000	1,249	Não
Bond Force vs Controle	160,000	2,897	Não
Bond Force vs Single Bond Universal	104,000	1,883	Não
Bond Force vs Optibond™ FL	102,000	1,847	Não

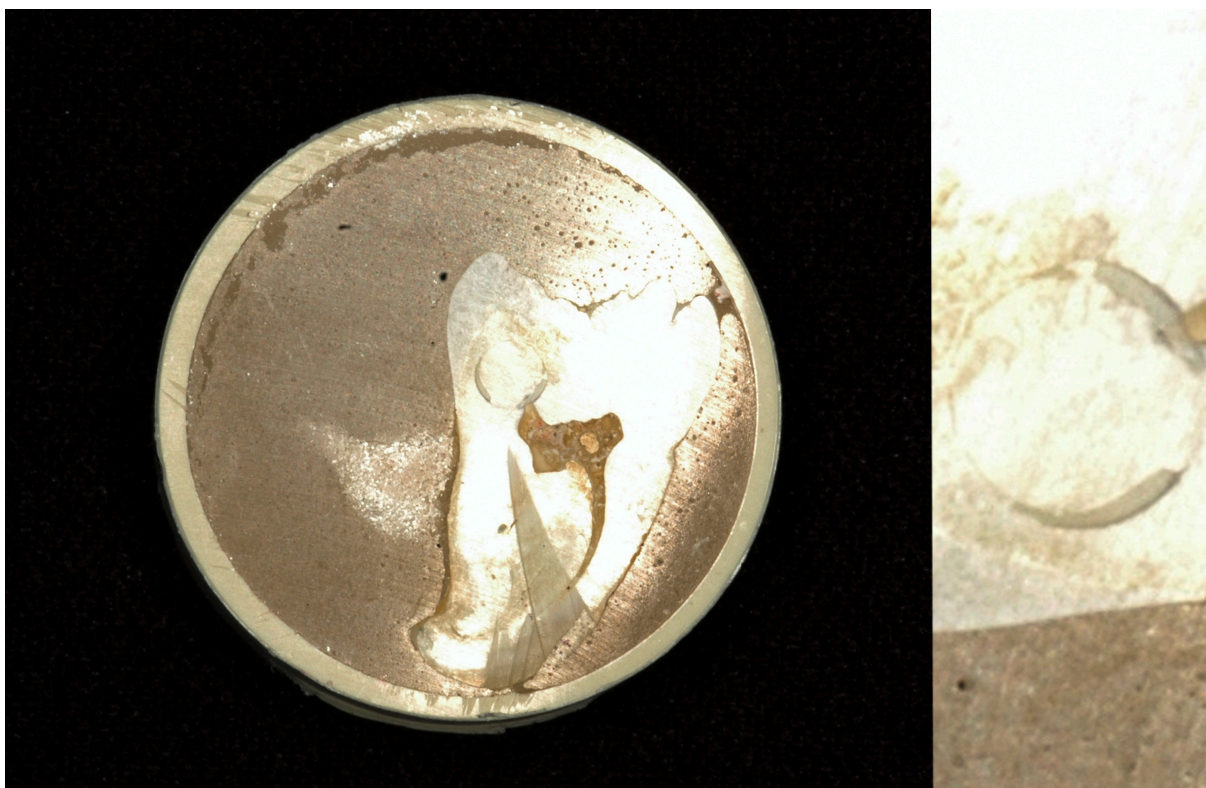
Tabela 2. Resultado do teste Tukey para comparações múltiplas. (continuação)

Comparação	Diferença de rank	q	P<0,05
Bond Force vs Single Bond 2	15,000	0,272	Não
Single Bond 2 vs Controle	145,000	2,626	Não
Single Bond 2 vs Single Bond Universal	89,000	1,612	Não
Single Bond 2 vs Optibond™ FL	87,000	1,575	Não
Optibond™ FL vs Controle	58,000	1,050	Não
Optibond™ FL vs Single Bond Universal	2,000	0,036	Não
Single Bond Universal vs Controle	56,000	1,014	Não

Fonte: elaboração do autor, 2014.

Quanto a análise do tipo de fratura, realizada por meio de microscopia óptica (Figuras 7, 8 e 9), os dados foram dispostos por grupo e por presença, ou não, de intervenção (Tabelas 3 e 4).

Figura 7. Fratura adesiva verificada por meio de microscopia óptica.



Fonte: imagem produzida pelo autor, 2014.

Figura 8. Fratura coesiva em dentina verificada por meio de microscopia óptica.



Fonte: imagem produzida pelo autor, 2014.

Figura 9. Fratura mista verificada por meio de microscopia óptica.



Fonte: imagem produzida pelo autor, 2014.

Tabela 3. Porcentagem do tipo de fratura por grupo.

Grupo	Tipo de fratura			
	Adesiva	CD	CC	Mista
Controle	40%	30%	-	30%
Optibond™ FL	70%	-	-	30%
Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose	50%	10%	-	40%
Adper™ Single Bond 2	80%	10%		10%
Bond Force	80%	-	-	20%
Single Bond Universal	60%	20%	-	20%

CD: fratura coesiva em dentina; CC: fratura coesiva em cimento. Fonte: elaboração do autor, 2014.

Tabela 4. Percentual do tipo de fratura na comparação entre grupo controle e grupos hibridizados.

Grupo	Tipo de fratura			
	Adesiva	CD	CC	Mista
Controle	40%	30%	-	30%
Intervenção*	68%	8%	-	24%

* grupos Optibond™ FL, Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose, Adper™ Single Bond 2, Bond Force e Single Bond Universal. Fonte: elaboração do autor, 2014.

6 DISCUSSÃO

Com base nos resultados deste estudo, a hibridização dentinária com diferentes sistemas de união exibiu performances distintas de acordo com a marca comercial e a técnica utilizada. Enquanto alguns grupos não diferiram estatisticamente do grupo controle, os corpos de prova hibridizados com Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose (3M ESPE) apresentaram escores significativamente mais elevados de resistência ao microcisalhamento. Dessa forma, a hipótese nula de que a hibridização dentinária não melhora a resistência de união dos cimentos resinosos autoadesivos foi rejeitada.

Os cimentos resinosos autoadesivos foram introduzidos no mercado com intuito de eliminar o pré-tratamento do substrato necessário à utilização dos cimentos resinosos convencionais (PISANI-PROENÇA et al., 2011). No entanto, sabe-se que a qualidade da interface adesiva está intimamente relacionada com a extensão da infiltração dos monômeros resinosos na malha de colágeno previamente desmineralizada (SILVA E SOUZA JR et al., 2010). Dessa forma, apesar de seu reduzido pH inicial, sua elevada viscosidade impede o umedecimento da superfície e sua infiltração no interior do substrato (HAN et al., 2007). Tais princípios justificam os achados deste estudo, comprovando que o condicionamento superficial por meio de um potente agente, como o ácido fosfórico, seguido da aplicação de um agente de união fluido é capaz de promover um aumento na força de união dos cimentos resinosos autoadesivos.

Amplamente considerados em odontologia, os sistemas de união convencionais têm apresentado longa tradição de bons resultados em avaliações clínicas e laboratoriais (BARATIERI, 2010). A diferença nos escores alcançados por tais sistemas no presente estudo reforça a tese de que a alta força de união não é critério único para uma união bem sucedida (HORI & DE CARVALHO, 2012). À parte, isto pode ser sustentado pela qualidade superior da interface adesiva (GALLUSI et al., 2009), bem como pelo relacionamento ideal entre espessura e resistência adesiva apresentada por tais sistemas (DANTAS et al., 2008). No entanto, vale ressaltar que os achados desse estudo não confirmam àqueles publicados por Tay et al. (2007) e Pashley et al. (2011), uma vez que o sistema Optibond™ FL, contendo etanol como solvente na formulação do *primer*, apresentou menor valor de resistência de união quando comparado ao sistema Adper™

Scotchbond™ Multi-Purpose. Segundo os autores, a presença do etanol no solvente seria capaz de promover uma desidratação química da matriz colágena desmineralizada, originando uma contração lateral das fibras colágenas, um aumento na largura do espaço interfibrilar e, conseqüentemente, uma redução da hidrofilicidade da matriz de colágeno. Segundo Pashley et al. (2011), a longevidade dos procedimentos restauradores atuais ainda está aquém daquela garantida pelo amálgama, uma vez que o protocolo de união à dentina não apresenta os mesmos valores de união ao esmalte. Quando em comparação ao sistema simplificado, os resultados do estudo não se mostraram diferentes dos obtidos há mais de 10 anos por De Munck et al. (2003), justificando a significativa redução na resistência de união deste sistema pela alta hidrofilicidade dos componentes da fórmula que, impedindo uma adequada penetração dos monômeros adesivos na matriz colágena úmida, comprometem consideravelmente as propriedades da camada híbrida (HORI & DE CARVALHO, 2012).

A literatura é concisa e unânime ao afirmar que a resistência de união dos cimentos à base de resina é inferior a dos sistemas de união utilizados nas restaurações diretas em resina composta (BORTOLOTTTO et al., 2013; STAMATACOS; SIMON, 2013; ZORBA et al., 2013). Isto posto, desde meados de 2003, os sistemas de união autocondicionantes têm sido eleitos como excelentes coadjuvantes na melhoria da performance exibida pelos cimentos resinosos autoadesivos, principalmente pelo aumento na resistência de união e baixa sensibilidade técnica (VAN MEERBEEK et al., 2003). Contudo, estes dados não confirmam os resultados alcançados neste estudo, mesmo em tecido dentinário, que demonstrou não haver diferença estatística significativa entre os adesivos autocondicionantes e o grupo controle. Tal divergência pode ser explicada pela considerável evolução na composição dos cimentos resinosos autoadesivos ao longo dos anos (FERRACANE; STANSBURY; BURKE, 2011) como pelo aumento das propriedades hidrofílicas dos sistemas autocondicionantes, relevante fator de interferência na polimerização, capaz de permitir o condicionamento ininterrupto do substrato e o comprometimento final de sua capacidade adesiva (VANAJASAN; DHAKSHINAMOORTHY; RAO, 2011).

Alguns trabalhos têm ressaltado a importância do monômero ácido hidrofílico MDP na composição de sistemas de união autocondicionantes e, recentemente, no sistema Single Bond Universal (LI et al., 2010; NAKAMURA et al.,

2010; WAGNER et al., 2014). Segundo os autores, tal componente de alto peso molecular é capaz de promover uma ligação iônica à hidroxiapatita, por meio da baixa solubilidade do sal de cálcio em sua superfície, organizando-se em nanocamadas altamente hidrofóbicas, protegendo a camada híbrida da degradação hidrolítica (YOSHIDA et al., 2012). Em consoante, diante da possibilidade de reidratação das fibras colágenas colabadas pós-resssecamento pela presença do copolímero Vitrebond™, tal sistema galgaria, sem dúvida, o posto de padrão-ouro. No entanto, se por um lado pôde apresentar valores de resistência muito próximos aos demais grupos hibridizados, por outro não demonstrou qualquer diferença estatística que justifique sua utilização previamente aos procedimentos cimentantes.

Quanto a análise do tipo de falha, os resultados do estudo exibiram grande prevalência de rupturas adesivas (63,3%), seguido de falhas mistas (25%) e coesivas em dentina (11,7%), concordando com os achados de Hori & De Carvalho (2012). Suspeita-se que a baixa resistência de união e do adesivo foram suficientes para impedir o aparecimento de fraturas do cilindro de cimento resinoso autoadesivo. Entretanto, estes dados não reforçam os achados de Oilo & Austrheim (1993) quando defenderam o argumento de que os estudos convencionais utilizando metodologia de cisalhamento apresentavam, em sua maioria, falhas coesivas em dentina, não representando verdadeiramente a força adesiva dos agentes de união à dentina.

Inicialmente proposto por Sano et al. (1994), o teste de microtração é utilizado por mais de sessenta por cento dos trabalhos publicados atualmente (DE MUNCK et al., 2010). Quando comparados aos testes macro, apresentam vantagens como melhor aproveitamento dos espécimes, maior controle na determinação da região a ser trabalhada, melhor distribuição de tensões, entre outras (SANO et al., 1994). Em contrapartida, os autores salientam que quando os cortes não são realizados de maneira meticulosa, defeitos na interface podem facilmente comprometer os corpos de prova, culminando num ponto prematuro de fratura. Assim, a capacitação do operador e a padronização dos espécimes em testes *set-up* são fundamentais para se obter resultados confiáveis. Introduzido em 2002, o teste de microcisalhamento combina a facilidade de manipulação com a possibilidade de testar vários espécimes por dente (SHIMADA; YAMAGUCHI; TAGAMI, 2002; SHIMADA et al., 2002), permitindo a aplicação de uma força sob um corpo construído perpendicularmente ao substrato em questão. No entanto, as reduzidas

dimensões desse corpo tanto inviabilizam a aplicação pontual de um sistema de união, exigido pela norma ISO n° 11405 de 2003 (ISO, 2003), como permitem a sua flexão na presença de forças não uniformes. Dessa forma, a simplicidade técnica dos testes de cisalhamento não deve justificar sua utilização isolada na avaliação da resistência de união (GALLUSI et al., 2009). Por fim, ressalta-se que, numericamente, os valores de microcisalhamento alcançam um terço dos escores de microtração, todavia, não apresentam divergências no padrão de falha (YILDIRIM et al., 2008).

Conforme destacado, os testes *in vitro* utilizam metodologias simplificadas quando comparados às situações *in vivo*. No ambiente oral, os dentes são continuamente submetidos à diferentes tipos de *stress* capazes de promover falhas não computadas por testes mecânicos, como variações de pH, carregamento oclusal e desafios enzimáticos (DE MUNCK et al., 2004). Os resultados deste estudo apontam para a necessidade de investigações a longo prazo que possam esclarecer o relacionamento entre os sistemas de união contemporâneos e os cimentos resinosos autoadesivos.

7 CONCLUSÃO

Considerando as limitações deste estudo *in vitro* e os resultados obtidos conclui-se que a hibridização dentinária prévia não interfere negativamente na resistência de união do cimento resinoso autoadesivo. Dentre os diversos sistemas e técnicas utilizadas, o Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose mostrou os melhores resultados de união, sendo o único sistema que diferiu significativamente do grupo controle.

REFERÊNCIAS

- Abo T, Uno S, Yoshiyama M, Yamada T, Hanada N. Microtensile bond strength of self-adhesive luting cements to ceramics. *Int J Dent* 2012;2012:278623.
- Acharya GS, Manjunath M. The effect of surface treatments and bonding regimens on microtensile bond strengths of repaired composite: An in vitro study. *J Conserv Dent* 2012;15(4):383-7.
- Alex G. Is total-etch dead? Evidence suggests otherwise. *Compend Contin Educ Dent* 2012;33(1):12-4, 16-22, 24-5.
- Ali AM, Hamouda IM, Ghazy MH, Abo-Madina MM. Immediate and delayed microtensile bond strength of different luting resin cements to different regional dentin. *J Biomed Res* 2013;27(2):151-8.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips Dental Materials*. 12 ed. Philadelphia: Elsevier; 2013.
- Baratieri LN. *Odontologia Restauradora: Fundamentos e técnicas*. São Paulo: Santos; 2010.
- Belli R, Pelka M, Petschelt A, Lohbauer U. In vitro wear gap formation of self-adhesive resin cements: A CLSM evaluation. *J Dent* 2009;37(12):984-93.
- Bianchi L, Ribeiro AP, Carrilho MR, Pashley DH, de Souza Costa CA, Hebling J. Cytotoxicity of adhesive systems of different hydrophilicities on cultured odontoblast-like cells. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2013;101(8):1498-507.
- Blatz MB. The benefits of adhesion. *J Adhes Dent* 2013;15(2):103-4.
- Borges BC, Souza-Junior EJ, Brandt WC, Loguercio AD, Montes MA, Puppini-Rontani RM, et al. Degree of conversion of simplified contemporary adhesive systems as influenced by extended air-activated or passive solvent volatilization modes. *Oper Dent* 2012;37(3):246-52.
- Bortolotto T, Guillarme D, Gutemberg D, Veuthey JL, Krejci I. Composite resin vs resin cement for luting of indirect restorations: comparison of solubility and shrinkage behavior. *Dent Mater J* 2013;32(5):834-8.
- Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc* 1963;66:57-64.
- Broyles AC, Pavan S, Bedran-Russo AK. Effect of dentin surface modification on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *J Prosthodont* 2013;22(1):59-62.
- Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34(6):849-53.

Cantoro A, Goracci C, Vichi A, Mazzoni A, Fadda GM, Ferrari M. Retentive strength and sealing ability of new self-adhesive resin cements in fiber post luting. *Dent Mater* 2011;27(10):197-204.

Chee B, Rickman LJ, Satterthwaite JD. Adhesives for the restoration of non-carious cervical lesions: a systematic review. *J Dent* 2012;40(6):443-52.

Christensen GJ. Why use resin cements? *J Indiana Dent Assoc* 2010;89(3):6-8.

D'Arcangelo C, Vanini L, Prosperi GD, Di Bussolo G, De Angelis F, D'Amario M, et al. The influence of adhesive thickness on the microtensile bond strength of three adhesive systems. *J Adhes Dent* 2009;11(2):109-15.

Da Silva JM, Rodrigues JR, Camargo CH, Fernandes VV Jr, Hiller KA, Schweikl H, et al. Effectiveness and biological compatibility of different generations of dentin adhesives. *Clin Oral Investig* 2014;18(2):607-13.

Dantas DC, Ribeiro AI, Lima LH, de Lima MG, Guênes GM, Braz AK, et al. Influence of water storage time on the bond strength of etch-and-rinse and self-etching adhesive systems. *Braz Dent J* 2008;19(3):219-23.

De Munck J, Mine A, Poitevin A, Van Ende A, Cardoso MV, Van Landuyt KL, et al. Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *J Dent Res* 2012;91(4):351-7.

De Munck J, Mine A, Poitevin A, Van Ende A, Van Meerbeek B. Testing bond strength: A review of the literature. *Dent Mater* 2010;26(2):139-40.

De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 2003;82:136-40.

De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 2004;20:963-71.

Delannée M, Grégoire G, Vergnes JN, Sharrock P. Fluid flow through dentin-self-etch resin interface during long term in vitro aging. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2013;33(7):3711-5.

Della Bona A. Adesão às cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico. São Paulo: Artes Médicas; 2009.

Duymus ZY, Yanikoğlu ND, Alkurt M. Evaluation of the flexural strength of dual-cure composite resin cements. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2013;101(5):878-81.

El-kholany NR, Abielhassan MH, Elembaby AE, Maria OM. Apoptotic effect of different self-etch dental adhesives on odontoblasts in cell cultures. *Arch Oral Biol* 2012;57(6):775-83.

Elsaka SE. Effect of surface treatments on the bonding strength of self-adhesive resin cements to zirconia ceramics. *Quintessence Int* 2013;44(6):407.

Erickson RL, Barkmeier WW, Latta MA. The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. *Dent Mater* 2009;25(11):1459-67.

Faria e Silva AL, Araújo JE, Rocha GP, de Oliveira Ada S, de Moraes RR. Solvent content and dentin bond strengths using water-wet, ethanol-wet and deproteinization bonding techniques. *Acta Odontol Scand* 2013;71(3-4):710-5.

Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil* 2011;38(4):295-314.

Gallusi G, Galeano P, Libonati A, Giuca MR, Campanella V. Evaluation of bond strength of different adhesive systems: shear and microtensile bond strength test. *Oral Implantol (Rome)* 2009;2(4):19-25.

Garcia EJ, Gomes OM, Gomes JC. In vitro analysis of bond strength of self-etching adhesives applied on superficial and deep dentin. *Acta Odontol Latinoam* 2009;22(1):57-62.

Grégoire G, Dabsie F, Delannée M, Akon B, Sharrock P. Water permeability, hybrid layer long-term integrity and reaction mechanism of a two-step adhesive system. *J Dent* 2010;38(7):526-33.

Guarda GB, Gonçalves LS, Correr AB, Moraes RR, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Luting glass ceramic restorations using a self-adhesive resin cement under different dentin conditions. *J Appl Oral Sci* 2010;18(3):244-8.

Guimarães LA, Almeida JC, Wang L, D'Alpino PH, Garcia FC. Effectiveness of immediate bonding of etch-and-rinse adhesives to simplified ethanol-saturated dentin. *Braz Oral Res* 2012;26(2):177-82.

Han GJ, Chung SN, Chun BH, Kim CK, Oh KH, Cho BH. Effect of the applied power of atmospheric pressure plasma on the adhesion of composite resin to dental ceramic. *J Adhes Dent* 2012;14(5):461-9.

Han L, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T. Evaluation of physical properties and surface degradation of self-adhesive resin cements. *Dent Mater J* 2007;26(6):906-14.

Helvey GA. Adhesive dentistry: the development of immediate dentin sealing/selective etching bonding technique. *Compend Contin Educ Dent* 2011;32(9):22, 24-32, 34-5.

Hitz T, Stawarczyk B, Fischer J, Hämmerle CH, Sailer I. Are self-adhesive resin cements a valid alternative to conventional resin cements? A laboratory study of the long-term bond strength. *Dent Mater* 2012;28(11):1183-90.

- Hori FS, de Carvalho RC. Experimental adhesives with different hydrophilicity: microshear test in after 1, 7, and 90 days' storage. *J Adhes Dent* 2012;14(2):107-11.
- ISO. Dental materials - testing of adhesion to tooth structure. Technical specification no. 11405; 2003.
- Kahnamouei MA, Mohammadi N, Navimipour EJ, Shakerifar M. Push-out bond strength of quartz fibre posts to root canal dentin using total-etch and self-adhesive resin cements. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2012;17(2):337-44.
- Kambara K, Nakajima M, Hosaka K, Takahashi M, Thanatvarakorn O, Ichinose S, et al. Effect of smear layer treatment on dentin bond of self-adhesive cements. *Dent Mater J* 2012;31(6):980-7.
- Kenshima S, Francci C, Reis A, Loguercio AD, Filho LE. Conditioning effect on dentin, resin tags and hybrid layer of different acidity self-etch adhesives applied to thick and thin smear layer. *J Dent* 2006;34(10):775-83.
- Krithikadatta J. Clinical effectiveness of contemporary dentin bonding agents. *J Conserv Dent* 2010;13(4):173-83.
- Krunic NS, Kostic MM, Krunic BJ. Cements for prosthetic constructions fixation. *Stomatologija (Mosk)* 2011;90(4):82-5.
- LeSage BP. Minimally invasive dentistry: paradigm shifts in preparation design. *Pract Proced Aesthet Dent* 2009;21(2):97-101.
- Li N, Nikaido T, Takagaki T, Sadr A, Makishi P, Chen J, et al. The role of functional monomers in bonding to enamel: acid-base resistant zone and bonding performance. *J Dent* 2010;38(9):722-30.
- Lin J, Shinya A, Gomi H, Shinya A. Bonding of self-adhesive resin cements to enamel using different surface treatments: bond strength and etching pattern evaluations. *Dent Mater J* 2010;29(4):425-32.
- Manso AP, Silva NRFA, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-Ceramic restorations. *Dent Clin N Am* 2011;55(2):311-32.
- Marchesi G, Mazzoni A, Turco G, Cadenaro M, Ferrari M, Di Lenarda R, et al. Aging affects the adhesive interface of posts luted with self-adhesive cements: a 1-year study. *J Adhes Dent* 2013;15(2):173-80.
- Marquezan M, Fagundes TC, Toledano M, Navarro MF, Osorio R. Differential bonds degradation of two resin-modified glass-ionomer cements in primary and permanent teeth. *J Dent* 2009;37(11):857-64.
- Marsiglio AA, Almeida JC, Hilgert LA, D'Alpino PH, Garcia FC. Bonding to dentin as a function of air-stream temperatures for solvent evaporation. *Braz Oral Res* 2012;26(3):280-7.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982;16(3):265-73.

Nakamura T, Wakabayashi K, Kinuta S, Nishida H, Miyamae M, Yatani H. Mechanical properties of new self-adhesive resin-based cement. *J Prosthodont Res* 2010;54(2):59-64.

Oilo G, Austrheim EK. In vitro quality testing of dentin adhesives. *Acta Odontol Scand* 1993;51(4):263-9.

Osorio R, Oyagüe RC, Monticelli F, Osorio E, Toledano M. Resistance to bond degradation between dual-cure resin cements and pre-treated sintered CAD-CAM dental ceramics. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2012;17(4):669-77.

Ozer F, Blatz MB. Self-etch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry. *Compend Contin Educ Dent* 2013;34(1):12-4, 16, 18.

Pameijer CH, Glantz PO, von Fraunhofer A. Clinical and technical considerations of luting agents for fixed prosthodontics. *Int J Dent* 2012;2012:565303.

Park JW. "Wet or Dry tooth surface?" - for self-adhesive resin cement. *Restor Dent Endod* 2012;37(4):249-50.

Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater* 2011;27(1):1-16.

Pavan S, dos Santos PH, Berger S, Bedran-Russo AK. The effect of dentin pretreatment on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *J Prosthet Dent* 2010;104(4):258-64.

Perdigão J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater* 2010;26(2):24-37.

Pereira JR. Retentores Intrarradiculares. São Paulo: Artes Médicas; 2011.

Peumans M, Voet M, De Munck J, Van Landuyt K, Van Ende A, Van Meerbeek B. Four-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays. *Clin Oral Investig* 2013;17(3):739-50.

Peutzfeldt A, Sahafi A, Flury S. Bonding of restorative materials to dentin with various luting agents. *Oper Dent* 2011;36(3):266-73.

Piemjai M, Waleepitackdej O, Nakabayashi N. Influence of dentin substrates to simplify wet-bonding: a leakage-free and reliable tensile strength interface for long-lasting restorations. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2011;99(2):321-7.

Pisani-Proença J, Erhardt MC, Amaral R, Valandro LF, Bottino MA, Del Castillo-Salmerón R. Influence of different surface conditioning protocols on microtensile bond strength of self-adhesive resin cements to dentin. *J Prosthet Dent* 2011;105(4):227-35.

Reis A, Carrilho M, Breschi L, Loguercio AD. Overview of clinical alternatives to minimize the degradation of the resin-dentin bonds. *Oper Dent* 2013;38(4):1-25.

Rusin RP, Agee K, Suchko M, Pashley DH. Effect of a new liner/base on human dentin permeability. *J Dent* 2010;38(3):245-52.

Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue - a review. *J Adhes Dent* 2010;12(5):343-71.

Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength evaluation of a microtensile bond test. *Dent Mater* 1994;10(4):236-40.

Shimada Y, Senawongse P, Harnirattisai C, Burrow MF, Nakaoki Y, Tagami J. Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel. *Oper Dent* 2002;27:403-9.

Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater* 2002;18:380-8.

Silva e Souza MH Jr, Carneiro KG, Lobato MF, Silva e Souza Pde A, de Góes MF. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci* 2010;18(3):207-14.

Silverstone LM. Fissure sealants. Laboratory studies. *Caries Res.* 1974;8(1):2-26.

Simon JF, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent* 2012;33(1):28-30.

Somasundaram P, Uthappa R, Shivgange V, Shivamurthy G, Shivanna V. Comparative evaluation of microtensile bond strength of different solvent based one step and two step adhesive systems to dentin. An in-vitro study. *J Conserv Dent* 2013;16(4):371-4.

Souza TR, Filho JCB, Beatrice ICS. Cimentos autoadesivos: eficácias e controvérsias. *Rev Dent [online]* 2011;10(21):20-5.

Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent* 2013;34(1):42-4, 46.

Su KC, Chang CH, Chuang SF, Ng EY. The effect of dentinal fluid flow during loading in various directions simulation of fluid-structure interaction. *Arch Oral Biol* 2013;58(6):575-82.

Suyama Y, de Munck J, Cardoso MV, Yamada T, Van Meerbeek B. Bond durability of self-adhesive composite cements to dentine. *J Dent* 2013;41(10):908-17.

Swift EJ Jr. Contemporary dental cements. *J Esthet Restor Dent* 2012;24(6):365-6.

Tay FR, Pashley DH, Kapur RR, Carrilho MRO, Hur YB, Garrett LV, et al. Bonding BisGMA to dentin – a proof of concept. *J Dent Res* 2007;86:1034-9.

Tezvergil-Mutluay A, Mutluay M, Seseogullari-Dirihan R, Agee KA, Key WO, Scheffel DL, et al. Effect of phosphoric acid on the degradation of human dentin matrix. *J Dent Res* 2013;92(1):87-91.

Thomaidis S, Kakaboura A, Mueller WD, Zinelis S. Mechanical properties of contemporary composite resins and their interrelations. *Dent Mater* 2013;29(8):132-41.

Tjäderhane L, Nascimento FD, Breschi L, Mazzoni A, Tersariol IL, Geraldeli S, et al. Strategies to prevent hydrolytic degradation of the hybrid layer-A review. *Dent Mater* 2013;29(10):999-1011.

Tonetto MR, Kabbach W, de Campos EA, Junior OB, Neto Sde T, Saad JR, et al. Using the self-etch adhesives in anterior restoration. *J Contemp Dent Pract* 2012;13(3):421-4.

Uludag B, Ozturk O, Ozturk AN. Microleakage of ceramic inlays luted with different resin cements and dentin adhesives. *J Prosthet Dent* 2009;102(4):235-41.

Van Duinen RN. New approach for handling glass ionomers in restorative dentistry. *Refuat Hapeh Vehashinayim* 2011;28(3):8-13, 68.

Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28(3):215-35.

Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mat* 2011;27(1):17-28.

Vanajasan PP, Dhakshinamoorthy M, Rao CS. Factors affecting the bond strength of self-etch adhesives: A meta-analysis of literature. *J Conserv Dent* 2011;14(1):62-7.

Vaz RR, Hipólito VD, D'Alpino PH, Goes MF. Bond strength and interfacial micromorphology of etch-and-rinse and self-adhesive resin cements to dentin. *J Prosthodont* 2012;21(2):101-11.

Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT. Water sorption and solubility of four self-etching, self-adhesive resin luting agents. *J Adhes Dent* 2010;12(1):39-43.

Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent* 2014;42(7):800-7.

Walter R, Swift EJ Jr, Nagaoka H, Chung Y, Bartholomew W, Braswell KM, et al. Two-year bond strengths of "all-in-one" adhesives to dentine. *J Dent* 2012;40(7):549-55.

Ye Q, Park J, Laurence JS, Parthasarathy R, Misra A, Spencer P. Ternary phase diagram of model dentin adhesive exposed to over-wet environments. *J Dent Res* 2011;90(12):1434-8.

Yildirim S, Tosun G, Koyutürk AE, Sener Y, Sengün A, Ozer F, et al. Microtensile and microshear bond strength of an antibacterial self-etching system to primary tooth dentin. *Eur J Dent* 2008;2:11-7.

Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T, et al. Self-assembled Nano-layering at the Adhesive interface. *J Dent Res* 2012;91(4):376-81.

Zhang Y, Wang Y. Improved degree of conversion of model self-etching adhesives through their interaction with dentine. *J Dent* 2012;40(1):57-63.

Zorba YO, Ilday NO, Bayındır YZ, Demirbuga S. Comparing the shear bond strength of direct and indirect composite inlays in relation to different surface conditioning and curing techniques. *Eur J Dent* 2013;7(4):436-41.

Zorzin J, Petschelt A, Ebert J, Lohbauer U. pH neutralization and influence on mechanical strength in self-adhesive resin luting agents. *Dent Mater* 2012;28(6):672-9.

ANEXO A - Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP)

UNIVERSIDADE DO SUL DE
SANTA CATARINA - UNISUL

**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: Dentina hibridizada afeta a adesão do cimento autoadesivo?

Pesquisador: Saulo Pamato

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 30893114.0.0000.5369

Instituição Proponente: Fundação Universidade do Sul de Santa Catarina - UNISUL

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 651.210

Data da Relatoria: 29/05/2014

Apresentação do Projeto:

Projeto de pesquisa apresentado por bolsista do programa de Mestrado Ciências da Saúde UNISUL

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar a influência de diferentes técnicas de hibridização dentinária na resistência de união de um cimento resinoso autoadesivo.

Determinar a resistência de união de um cimento resinoso autoadesivo à dentina hibridizada por meio da metodologia de microcissalhamento;

Identificar o padrão de fratura na interface dentina/cimento/restauração por meio de microscopia eletrônica de varredura.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: Por se utilizar de espécimes oriundos de banco de dentes, estará se minimizando os riscos aos seres humanos nesta pesquisa.

Benefícios: O presente trabalho ampliará as indicações do cimento autoadesivo, difundindo as informações de sua utilização que ainda são obscuras. A longevidade dos trabalhos protéticos é o principal benefício à comunidade.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Projeto em conformidade com a Resolução CNS nº 466/12.

Endereço: Avenida Pedra Branca, 25

Bairro: Cid. Universitária Pedra Branca

CEP: 88.132-000

UF: SC

Município: PALHOÇA

Telefone: (48)3279-1036

Fax: (48)3279-1094

E-mail: cep.contato@unisul.br

UNIVERSIDADE DO SUL DE
SANTA CATARINA - UNISUL



Continuação do Parecer: 651.210

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Projeto em conformidade com a Resolução CNS nº 466/12.

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto em conformidade com a Resolução CNS nº 466/12

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Protocolo de pesquisa em consonância com a Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde.

Cabe ressaltar que compete ao pesquisador responsável: desenvolver o projeto conforme delineado; elaborar e apresentar os relatórios parciais e final; apresentar dados solicitados pelo CEP ou pela CONEP a qualquer momento; manter os dados da pesquisa em arquivo, físico ou digital, sob sua guarda e responsabilidade, por um período de 5 anos após o término da pesquisa; encaminhar os resultados da pesquisa para publicação, com os devidos créditos aos pesquisadores associados e ao pessoal técnico integrante do projeto; e justificar fundamentadamente, perante o CEP ou a CONEP, interrupção do projeto ou a não publicação dos resultados.

PALHOCA, 17 de Maio de 2014

Assinado por:
Fernando Hellmann
(Coordenador)

Endereço: Avenida Pedra branca,25

Bairro: Cid.Universitária Pedra Branca

CEP: 88.132-000

UF: SC

Município: PALHOCA

Telefone: (48)3279-1036

Fax: (48)3279-1094

E-mail: cep.contato@unisul.br

ANEXO B - Valores de resistência de união imediata por espécime

Grupo/Espécime	Resistência de união (N)	Resistência de união (MPa)	Tipo de fratura
Controle (1)	58,65	14,17	Coesiva dentina
Controle (2)	48,61	11,74	Mista
Controle (3)	21,92	5,29	Adesiva
Controle (4)	43,99	10,63	Mista
Controle (5)	46,50	11,23	Adesiva
Controle (6)	24,96	6,03	Adesiva
Controle (7)	22,67	5,48	Adesiva
Controle (8)	70,14	16,94	Coesiva dentina
Controle (9)	62,11	15,00	Mista
Controle 1(0)	46,15	11,15	Coesiva dentina
Optibond™ FL (1)	22,48	5,43	Adesiva
Optibond™ FL (2)	62,39	15,07	Mista
Optibond™ FL (3)	39,32	9,50	Adesiva
Optibond™ FL (4)	58,14	14,04	Adesiva
Optibond™ FL (5)	60,86	14,70	Adesiva
Optibond™ FL (6)	55,56	13,42	Adesiva
Optibond™ FL (7)	49,64	11,99	Adesiva
Optibond™ FL (8)	55,14	13,32	Mista
Optibond™ FL (9)	50,19	12,12	Adesiva
Optibond™ FL (10)	70,06	16,92	Mista
Scotchbond™ (1)	81,28	19,63	Adesiva
Scotchbond™ (2)	51,52	12,44	Mista
Scotchbond™ (3)	77,10	18,62	Mista
Scotchbond™ (4)	68,95	16,65	Adesiva
Scotchbond™ (5)	76,34	18,44	Adesiva
Scotchbond™ (6)	106,73	25,78	Coesiva dentina
Scotchbond™ (7)	66,09	15,96	Adesiva
Scotchbond™ (8)	58,07	14,03	Mista
Scotchbond™ (9)	55,84	13,49	Adesiva

Scotchbond™ (10)	59,19	14,30	Mista
Single Bond 2 (1)	69,43	16,77	Adesiva
Single Bond 2 (2)	69,50	16,79	Coesiva dentina
Single Bond 2 (3)	51,87	12,53	Adesiva
Single Bond 2 (4)	69,29	16,74	Adesiva
Single Bond 2 (5)	66,23	16,00	Mista
Single Bond 2 (6)	59,12	14,28	Adesiva
Single Bond 2 (7)	42,25	10,21	Adesiva
Single Bond 2 (8)	66,71	16,11	Adesiva
Single Bond 2 (9)	0,00	0,00	Adesiva
Single Bond 2 (10)	64,55	15,59	Adesiva
Bond Force (1)	60,37	14,58	Mista
Bond Force (2)	53,19	12,85	Adesiva
Bond Force (3)	64,27	15,52	Adesiva
Bond Force (4)	54,17	13,08	Adesiva
Bond Force (5)	69,09	16,69	Mista
Bond Force (6)	68,11	16,45	Adesiva
Bond Force (7)	70,97	17,14	Adesiva
Bond Force (8)	58,63	14,16	Adesiva
Bond Force (9)	86,30	20,85	Adesiva
Bond Force (10)	0,00	0,00	Adesiva
Single Bond Universal (1)	67,69	16,35	Mista
Single Bond Universal (2)	40,50	9,78	Adesiva
Single Bond Universal (3)	71,87	17,36	Coesiva dentina
Single Bond Universal (4)	47,68	11,52	Adesiva
Single Bond Universal (5)	39,74	9,60	Coesiva dentina
Single Bond Universal (6)	35,20	8,50	Adesiva
Single Bond Universal (7)	60,44	14,60	Mista
Single Bond Universal (8)	57,09	13,79	Adesiva
Single Bond Universal (9)	66,85	16,15	Adesiva
Single Bond Universal (10)	0,00	0,00	Adesiva